

PHOTOTHERAPY IRRADIATION CHAMBER

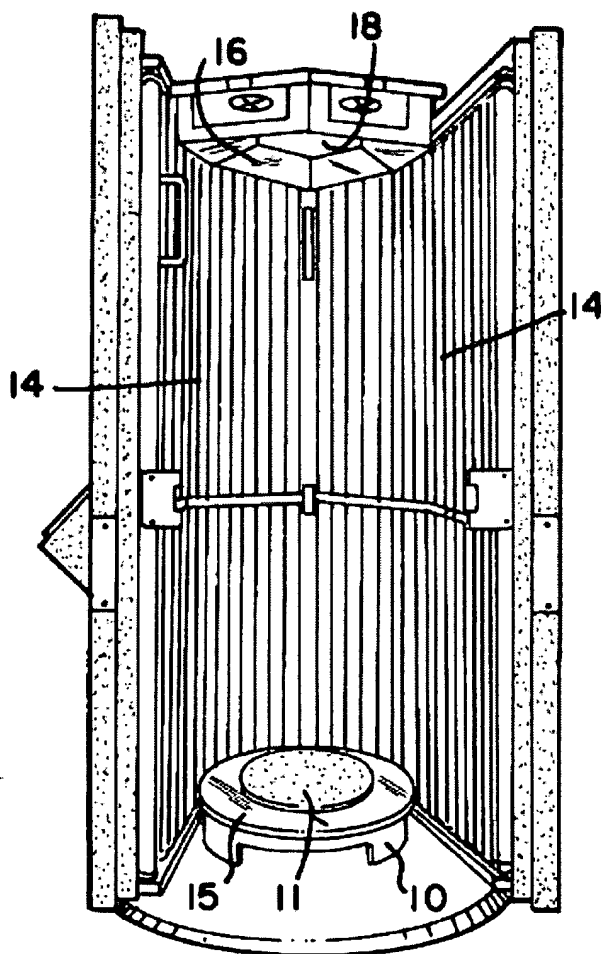
Publication number: FR2371206
Publication date: 1978-06-16
Inventor:
Applicant: GTE SYLVANIA INC (US)
Classification:
- international: **A61N5/06; A61N5/06;** (IPC1-7): A61N5/06
- european: A61N5/06C1B
Application number: FR19770034888 19771121
Priority number(s): US19760743873 19761122

Also published as:

 US4103175 (A1)
 NL7710575 (A)
 GB1544891 (A)
 DE2751817 (A1)
 BE859377 (A)

[Report a data error here](#)

Abstract not available for FR2371206



Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

2 371 206

(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 77 34888

(54)

Cabine modulaire pour photothérapie.

(51)

Classification internationale (Int. Cl.⁷). **A 61 N 5/06.**

(22)

Date de dépôt **21 novembre 1977, à 15 h 14 mn.**

(33) (32) (31)

Priorité revendiquée : *Demande de brevet déposée aux Etats-Unis d'Amérique le 22 novembre 1976, n. 743.873 au nom de Robert E. Levin.*

(41)

Date de la mise à la disposition du
public de la demande

B.O.P.I. — «Listes» n. 24 du 16-6-1978.

(71)

Déposant : **GTE SYLVANIA INCORPORATED, résidant aux Etats-Unis d'Amérique.**

(72)

Invention de :

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : **Christian Lejet. Service Propriété Industrielle S.A. Videon, 5 bis, rue Mahias,
92100 Boulogne.**

La présente invention concerne le domaine des appareils de radiation, et plus particulièrement une cabine modulaire pour traitement photothérapique.

La photothérapie est utilisée depuis longtemps pour des applications médicales. Il s'agit d'une thérapeutique traitant les affections par exposition de tout ou partie du corps humain à des rayons du spectre optique, par exemple des rayons ultraviolets, des rayons visibles et ceux situés dans les régions infrarouges du spectre électromagnétique.

10 La gamme des ultraviolets est utilisée en particulier pour produire des effets photochimiques et non des effets thermiques. L'usage d'un rayonnement ultraviolet seul est connu comme traitement de nombreuses affections telles que le psoriasis, l'eczéma avancé, la névrite épidermique, etc... (Zimmerman, A.M.A., Arch. 15 Derm. 78:646, 1958). D'autres ultraviolets sont utilisés pour d'autres buts, par exemple les UV-A (environ 315-400 nm), les UV-B (environ 290-315 nm), les UV-C (environ 250-290 nm).

On sait que certaines affections peuvent être soignées par un traitement photochimiothérapique, c'est-à-dire au moyen 20 d'une exposition aux rayonnements associée à l'absorption de produits pharmaceutiques. Par exemple, l'absorption de psoralène associée à l'exposition à des rayons ultraviolets pour traiter la perte complète de pigmentation de tout ou partie du corps humain (vitiligo) est une thérapie déjà ancienne à laquelle fait 25 appel la médecine moderne (Kenney, Arch. Derm. 103: 475, 1971). Le psoriasis, maladie chronique de la peau est traité depuis plus de cinquante ans par la méthode Goeckerman consistant en une application locale d'un goudron de charbon à l'état brut suivie d'une exposition aux rayons ultraviolets.

30 En 1974, Parrish, Fitzpatrick, Tanenbaum et Pathak (N.E.J. Med. 291 :1207, 1974) ont décrit un traitement du psoriasis consistant dans l'absorption par voie orale de méthoxalène suivie d'une exposition aux rayons U.V.-A. Cette méthode, analogue à celle utilisée pour le traitement du vitiligo, a été développée 35 par le même groupe de recherches. Elle présente de nombreux

avantages par rapport aux autres méthodes, avantages qui ont été très bien décrits dans la presse médicale.

On peut utiliser différentes sources pour produire des rayons ultraviolets, telles que les lampes fluorescentes à phosphores spéciaux, les lampes à décharge à vapeur de mercure à haute pression, les lampes à décharge au xénon et les arcs au carbone. Cependant, aucune de ces sources ne donne vraiment satisfaction pour cette nouvelle photochimiothérapie du psoriasis ou du vitiligo. En effet, le corps entier doit être soumis au rayonnement à des niveaux de densité d'énergie dépassant 30 joules par cm^2 d'UV-A, de façon uniforme, à défaut de quoi, la photosensibilisation de l'épiderme due au psoralène entraîne de fortes variations de l'érythème résultant. La figure 1 représente à titre comparatif la courbe de réponse de la peau normalement insensible aux composantes de bronzage du rayonnement solaire (UV-B) et celle de la réponse de la peau sensibilisée, au moyen du psoralène, à l'exposition aux rayons UV-A (PUVA). Etant donné que le traitement requiert une exposition dépassant le niveau d'érythème détectable, une augmentation même dans le rapport 2:1 peut provoquer de sérieuses brûlures, même si une telle modification de l'exposition dans le cas de rayonnement solaire normal n'augmentait que légèrement l'érythème observé.

Les lampes à décharge à vapeur de mercure à haute pression pourraient facilement produire les intensités de rayonnement nécessaires (watt/cm^2) pour engendrer la quantité d'énergie requise (joules/ cm^2) dans un temps donné. Cependant, ces sources engendrent une grande quantité d'UV-B et d'UV-C qui favorisent l'érythème et les brûlures et non la réaction photochimique requise par la thérapie. Dans ces conditions il est nécessaire d'éliminer au moyen de filtres les rayons de plus courte longueur d'onde. Cette élimination est délicate, d'autant plus que si ces filtres sont défaillants les risques encourus par le patient sont importants. En outre, le patient doit être protégé des sources qui ont une température de surface importante (jusqu'à 900°C). De plus, étant donné les dimensions relativement faibles de ces sources, il est extrêmement difficile d'obtenir un rayonnement uniforme sur tout le corps. Enfin, le rendement de ces lampes pour les UV-A est

de l'ordre de 5 à 10%, ce qui inflige au patient une température trop élevée. En fait, il est indispensable de recourir à des techniques de filtrage des infrarouges et à un système de refroidissement spécial si une telle source doit être utilisée à pleine puissance pour obtenir un rayonnement important et si le patient doit supporter l'exposition pendant un certain temps.

Mais le rayonnement UV-A solaire ne convient pas davantage pour de nombreuses raisons. Comme le traitement exige une exposition complète et uniforme du corps, un système assurant un changement d'exposition soigneusement contrôlée du patient serait nécessaire. En outre, le rayonnement solaire n'est pas utilisable très longtemps sur la plus grande partie du globe. Enfin, des expositions durant plusieurs heures seraient nécessaires, même dans les zones les plus ensoleillées. En bref, les UV-A solaires ne sont pas utilisables, aussi bien parce qu'ils requièrent un trop long temps d'exposition pour le patient, que parce que les effets du psoralène ne durent guère plus d'une heure.

Par contre, les lampes fluorescentes constituent une source idéale pour ce traitement. Leur rendement en UV-A peut atteindre 25 ou 30%, ce qui limite la température imposée au patient et réduit le temps nécessaire d'exposition puisque cette dernière peut être faite à un niveau d'intensité élevé. La chaleur dégagée par ces sources ne dépasse pas les limites de tolérance du patient. De plus, les lampes fluorescentes fonctionnent à une température relativement peu élevée (de l'ordre de 40° C), et de ce fait ne présentent aucun risque de brûlure par contact. Le phosphore peut être prévu pour ne rayonner que les UV-A, de manière à permettre d'éviter l'utilisation de filtres destinés à éliminer les rayons de plus courte longueur d'onde. Enfin, ces sources ne sont pas ponctuelles, ce qui rend possible l'exposition uniforme de la totalité du corps aux rayons.

Les nombreux essais qui ont été effectués pour utiliser des lampes fluorescentes en tant que source d'UV-A pour des applications médicales (principalement à l'aide de lampes à lumière noire), ont été fructueux lorsque le niveau d'expo-

sition requis est faible. Cependant, on sait que les lampes fluorescentes ne peuvent pas produire de façon appropriée les niveaux élevés de rayonnement nécessaires pratiquement dans le traitement, accéléré par voie orale, du psoriasis ou du vitiligo.

- 5 Selon Schafer (The Biologic Effects of Ultraviolet Radiation. F.Urbach éditeur, Pergamon Press, 1969, page 70), "il est possible de recouvrir les lampes à basse pression d'un revêtement d'une substance fluorescente de façon à obtenir un spectre pratiquement continu à l'intérieur duquel est située la gamme des
10 ultraviolets. Les lampes fluorescentes qui ont été réalisées sur ce principe sont bien connues dans le domaine de l'éclairage. Le rendement et le rayonnement spécifiques de telles lampes sont très faibles. Les intensités élevées, en particulier pour un traitement local, sont difficiles à obtenir avec des lampes
15 fluorescentes en raison des grandes dimensions de ces dernières."

- On a souvent affirmé que les sources n'émettant que des UV-A étaient inacceptables pour des applications médicales. Par exemple, Becker (Becker. J.A.M.A. 202:422, 1967, déclare que "tous les psoralènes sensibilisent la peau sur 360 μ . Il
20 n'y a pas de source de rayonnement idéale pour cette longueur d'onde". Dans la suite, des chercheurs ont pu dire que les lampes fluorescentes ne sont absolument pas appropriées pour la chimiothérapie. Par exemple, Africk et Fulton (Africk et Fulton Br.J.Derm. 84 : 151, 1971), testant des lampes à lumière
25 noire pour le traitement du vitiligo concluent que "puisque aucun patient n'a présenté de trace d'érythème ou de repigmentation, on a alors utilisé comme source de rayonnement la lumière solaire entre 11 heures du matin et 15 heures."

- Toutefois, avec certains dispositifs d'irradiation, des traitements photochimiothérapiques dans lesquels étaient utilisées
30 des lampes à lumière noire ont été couverts de succès. Ce sont en général des traitements ne nécessitant pas de fortes intensités d'UV-A. Les patients sont enfermés dans des cabines d'irradiation cylindriques telles que celles décrites par Weber
35 (Weber, Br.J.Derm. 90: 317, 1974) produisant un rayonnement d'UV-A de l'ordre de 0,5 milliwatt: cm². Ce niveau de rayonnement est d'un ordre de grandeur beaucoup trop faible pour les

besoin actuels, et l'uniformité de rayonnement n'est pas satisfaisante.

La présente invention a pour objet d'obvier à cet inconvénient, par l'utilisation de lampes fluorescentes disposées dans une cabine d'irradiation de manière à obtenir les 10 milliwatts/cm² et plus de rayons UV-A nécessaires pour le traitement par chimiothérapie, avec une durée d'exposition acceptable pour le patient, et à réaliser une amélioration considérable de l'uniformité de rayonnement à l'intérieur de la cabine.

L'invention sera mieux comprise, et d'autres caractéristiques et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement à la lecture de la description qui suit, en se reportant au dessin annexé, description et dessin étant donnés uniquement à titre d'exemple non limitatif pour illustrer un mode de réalisation de l'invention.

La figure 1 représente la courbe de réponse de la peau qui est normalement insensible aux composantes de bronzage du rayonnement solaire (UV-B), et la réponse de la peau rendue sensible par le psoralène à l'exposition aux rayons UV-A (PUVA).

La figure 2 est une vue en perspective de l'intérieur d'une cabine conforme à l'invention.

La figure 3 illustre schématiquement, vue de dessus, l'exposition du patient aux rayons en provenance de différentes directions.

Les figures 4 et 5 sont des vues schématiques en coupe suivant l'axe de la cabine.

La figure 6 est un diagramme précisant les points où des mesures du rayonnement ont été effectuées.

Une première condition nécessaire à l'efficacité de ce dispositif est que la moindre surface incluse dans la cabine reçoive un rayonnement suivant un angle de 2π steradians, c'est-à-dire en provenance de toutes les directions dans un espace hémisphérique.

- De cette manière le rayonnement sera uniforme sur toute surface, quelles que soient la position et l'orientation de la surface considérée. Il est évident que contrairement à ce qui est fréquemment indiqué, il ne convient pas d'utiliser une
- 5 source de rayonnement éloignée à une distance constante en appliquant la loi du carré inverse, comme l'illustre la figure 3. En effet, même si une partie du visage peut être située à une distance donnée de la source, les rayons en provenance des points X, Y et Z, ne peuvent pas produire des effets identiques
- 10 en raison de l'orientation de chaque surface. Cette condition impose donc l'utilisation d'une source non ponctuelle, condition totalement remplie lorsque cette source est constituée par une pluralité de lampes fluorescentes disposées longitudinalement circulairement autour du patient.
- 15 Si un espace important est ménagé entre chaque lampe successive, la perte de rayonnement est proportionnelle à cet espace. Cette perte peut être réduite en disposant dans ces espaces des réflecteurs. Toutefois, dans ce cas, le rayonnement à l'intérieur de la cabine comprend de nombreuses composantes
- 20 réfléchies plusieurs fois à l'intérieur de la cabine. En conséquence l'irradiation sera fonction de la taille et de la position du patient. De plus, les réflecteurs n'ont d'efficacité que s'ils réfléchissent efficacement le rayonnement provenant des lampes fluorescentes, ce qui n'est pas possible
- 25 avec les lampes fluorescentes pourvues d'un réflecteur. Comme les lampes pourvues d'un réflecteur d'origine ont un rendement supérieur à celui des lampes qui en sont dépourvues, quel que soit le type de phosphore, les lampes pourvues de réflecteurs juxtaposées sans solution de continuité permettent
- 30 d'obtenir le meilleur rayonnement possible requis, tel qu'indiqué plus haut.

Dans les dispositifs précédents, le rayonnement produit à l'intérieur de la cabine manquait d'uniformité. Si les lampes sont disposées de manière à former un cylindre, une uniformité

35 symétrique en toute section du cylindre est obtenue automatiquement. Toutefois, cette uniformité n'existe pas suivant l'axe du cylindre.

La figure 4 indique comment l'invention permet d'obtenir le résultat requis. Le patient se tient debout sur un socle plat 11. Les extrémités 12 et 13 de chaque lampe fluorescente 14 sont situées en dehors de la partie active du dispositif, car le rayonnement dans les régions cathodiques est, comme on le sait, très faible. Comme illustré figure 5, une cible disposée dans la région centrale reçoit le rayonnement provenant de chaque extrémité, alors qu'une cible placée à l'une des extrémités reçoit principalement le rayonnement issu de cette extrémité. Au point J, les rayons arrivent suivant un angle $\pm a$, alors qu'au point K ils arrivent d'un côté suivant un angle b identique pratiquement à l'angle a, et de l'autre côté suivant un angle c qui est très petit. Par conséquent, le rayonnement au point J est approximativement égal au double de celui qui existe au point K.

Suivant l'invention, ^{on} remédie à ces pertes de rayonnement aux extrémités en disposant des réflecteurs 15 et 16 (figure 4) qui donnent des images virtuelles des lampes 14 de telle façon que les extrémités supérieure et inférieure du patient reçoivent également un rayonnement selon un angle de 2 steradians. Le réflecteur 16 est incliné de manière que l'image virtuelle de la lampe contribue au maximum à exposer aux radiations la tête du patient. On ne pourrait pas obtenir ce résultat avec un réflecteur disposé horizontalement, puisque la partie 18 doit rester libre pour permettre une ventilation de l'air.

Conformément à l'invention, on dispose à l'intérieur de la cabine, comme représenté figure 2, un socle surélevé 10 dont la plateforme se trouve à plusieurs centimètres au-dessus des extrémités inférieures des lampes 14. Le patient se tient sur la partie centrale 11 du socle qui est entourée par un réflecteur 15 en forme de couronne. Le réflecteur 16 est fractionné en plusieurs secteurs, disposés autour de la partie centrale 18 constituant un passage libre pour assurer la ventilation de la cabine. Un ensemble de lampes fluorescentes 14 est disposé verticalement autour de l'emplacement occupé par le patient.

Selon une disposition particulière de l'invention, la cabine a, en coupen, la forme d'un hexagone régulier.

Dix lampes sont disposées verticalement sur cinq des côtés de l'hexagone et seulement neuf sur le sixième côté où sont ménagées d'étroites ouvertures verticales 19 destinées à observer le patient (figure 6).

- 5 Les lampes sont favorablement du type T 12, 69 watt ,
incluant un réflecteur de 235°, de 2 ,10 m de long environ .
Elles sont pourvues de phosphores Sylvania 2011 et logées
dans un manchon protecteur transparent de 0,8 mm d'épaisseur.
La distance entre axe de deux lampes successives est de 46 mm.
10 environ, et le diamètre externe des manchons est de 42 mm environ.

- La zone libre à l'intérieur de la cabine est alors
définie par un hexagone dont les côtés sont tangents à la
surface externe des lampes et dont la surface totale est d'en-
15 viron un demi mètre carré. Le réflecteur 15 disposé sur le
socle a un diamètre extérieur de 70 cm environ, et un diamètre
intérieur de 43 cm environ, ce qui correspond à une surface
de 25 dm² environ, représentant environ la moitié de la surface
libre de la base. Le réflecteur 16 est constitué par six
20 trapèzes isocèles inclinés de 15° par rapport à l'horizontale.
La surface totale des réflecteurs est de 33 dm² environ, ce
qui correspond à une surface projetée sur un plan horizontal
d'une trentaine de dm², représentant un peu plus de 62% de la
surface libre de la cabine. Les réflecteurs sont formés de
25 feuilles réfléchissantes d'aluminium minéral anodisé ayant un
coefficient de réflexion hémisphérique total d'au moins 0,85
dans la bande des UV-A.

- On peut constater l'uniformité de rayonnement à
l'intérieur de la cabine au moyen de mesures effectuées aux
30 points indiqués figure 6. Les éléments A, B, C et D sont au
centre de la cabine et représentent quatre surfaces verticales
formant entre elles un angle de 90°. Les éléments E, F, G et H
sont quatre surfaces respectivement parallèles
aux surfaces A, B, C et D, mais disposées à 20 cm environ de
35 l'axe de la cabine. Les mesures sont effectuées au moyen de
cellules photométriques dirigées vers les parois de la cabine.

Le tableau suivant donne les valeurs relevées d'irradiation en milliwatt /cm² pour un rayonnement de longueur d'onde de 320 à 380 nm pour les huit emplacements, à cinq niveaux différents au-dessus du socle 10, respectivement à 20, à 60, à 100, à 140 et à 180 cm.

	Plan vertical d'irradiation	Hauteur au-dessus du socle en centimètres				
		20 cm	60 cm	100 cm	140 cm	180cm
10	A	13,2	15,5	16,0	16,3	14,0
	B	14,5	17,0	17,5	17,8	15,0
	C	14,5	17,8	18,0	18,0	15,0
	D	13,5	16,5	17,2	17,0	14,5
	E	12,9	15,7	16,2	16,5	14,7
	F	14,5	16,8	17,7	18,0	15,6
15	G	15,2	17,6	18,5	18,9	16,1
	H	14,4	16,7	17,0	17,3	14,8

Comme on peut le constater l'irradiation est pratiquement uniforme à l'intérieur de la cabine, tous les relevés étant situés à plus ou moins 25% par rapport à une valeur moyenne de 16,1 milliwatt/cm².

REVENDICATIONS

1. Cabine pour photochimiothérapie prévue pour assurer un rayonnement uniforme sur tout le corps du patient ; caractérisé en ce qu'elle comprend en combinaison :

- une pluralité de lampes fluorescentes disposées
5 verticalement et circulairement de manière à former une cloison interne délimitant l'enceinte dans laquelle se tient le patient ;

- un réflecteur supérieur et un réflecteur inférieur, disposés respectivement à l'intérieur de la dite enceinte de telle façon que les extrémités cathodiques des lampes se
10 trouvent au delà de la zone définie par les dits réflecteurs supérieur et inférieur.

2. Cabine selon la revendication 1, caractérisée en ce que le réflecteur inférieur a la forme d'une couronne disposée autour d'un socle central surélevé formant plancher
15 sur lequel se tient le patient.

3. Cabine selon la revendication 1, caractérisée en ce que le réflecteur supérieur est constitué par une pluralité de secteurs réflecteurs disposés radialement autour d'un espace prévu dans le plafond de la cabine pour assurer la ventilation
20 requise.

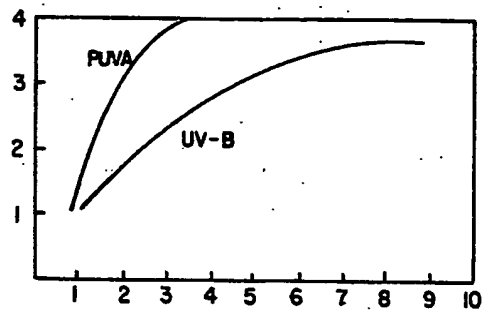


FIG. 1

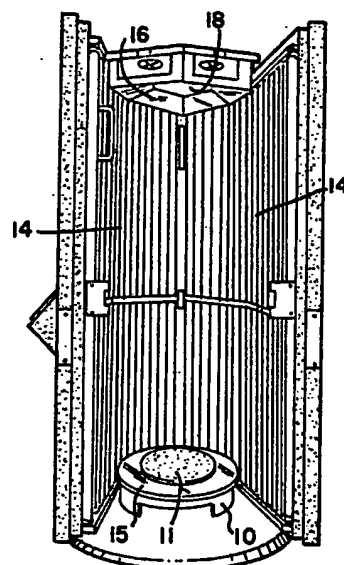


FIG. 2

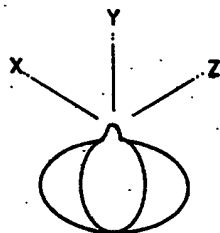


FIG. 3

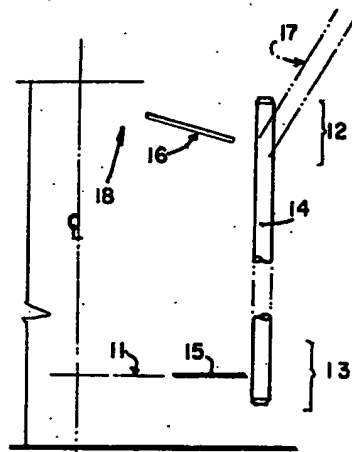


FIG. 4

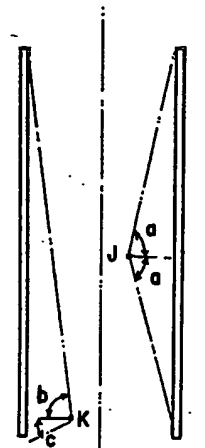


FIG. 5

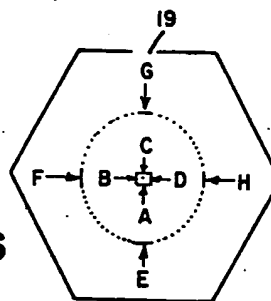


FIG. 6